

## **Identification of the balanceable region in state space: Analysis of reaction time in out-of-upright stability experiments**

**Pourjafari sadrabad, Mahdie<sup>1</sup> / Honarvar, Mohammadhadi<sup>2\*</sup>**

<sup>1</sup> - PhD candidate, Biomechanics and Movement Systems Laboratory, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

<sup>2</sup> - Assistant professor, Biomechanics and Movement Systems Laboratory, Faculty of Mechanical Engineering, Yazd University, Yazd, Iran

### **ARTICLE INFO**

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2056211.1972

Received: 18/3/2025

Revised: 6/5/2025

Accepted: 7/5/2025

### **KEYWORDS**

*Balanceable region  
Reaction time  
Balance recovery  
Out-of-upright stability  
experiments*

### **ABSTRACT**

Maintaining upright balance is a secondary requirement in most whole-body movements, such as walking and sit-to-stand transition. For an individual as a mechanical-control system, a subset of the state space can be identified in which balance control and fall avoidance is possible. Identifying the boundaries of this area is particularly important for at-risk subgroups, such as the elderly and individuals with certain neuro-musculoskeletal pathologies. The boundaries of the balanceable region depend on the mechanical specifications and control performance of the system. It has been shown that foot geometry, the center-of-mass height, and particularly the maximum voluntary torque at the ankle joint are the most important parameters in determining the boundaries of the balanceable region. It has also been empirically shown that the time delay in response to balance disturbances significantly reduces the balanceable region. This research utilizes mathematical analysis of a dynamic system based on a simple and conventional model of the human body in balance recovery, incorporating the time delay parameter in response, and subsequently reconstructing the stable manifolds to extract the balanceable region. Using an impact test, a disturbance is applied to the individual's upright stability, and their response is recorded. By analyzing the data obtained from the experiments, the boundary of the balanceable region in the state space is revealed. By matching the balanceable region obtained from experimental data with the dynamic analysis of the system's behavior with and without considering time delay, first, the dynamic analysis is validated; second, the time delay in the individual's response is estimated; and third, the ratio of the actual balanceable region to the purely mechanical balanceable region (i.e., assuming full control performance and zero-time delay) is determined. This ratio was obtained for the participants in the experiment, ranging from 47% to 90%.



## شناسایی ناحیه تعادل‌پذیر در فضای حالت: تحلیل زمان واکنش در آزمایش‌های خروج از تعادل

پورجعفری صدرآباد، مهدیه<sup>۱</sup> / هنرور، محمد هادی<sup>۲\*</sup>

<sup>۱</sup> - دانشجوی دکترا، آزمایشگاه بیومکانیک و سیستم‌های حرکتی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

<sup>۲</sup> - استادیار، آزمایشگاه بیومکانیک و سیستم‌های حرکتی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2056211.1972

پذیرش: ۱۴۰۴/۲/۱۷

بازنگری: ۱۴۰۴/۲/۱۶

ثبت در سامانه: ۱۴۰۳/۱۲/۲۸

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

حفظ تعادل وضعیت قائم یک الزام جانبی در بیشتر حرکات کل بدن انسان، مانند راه رفتن و نشست-به-برخاست، است. برای یک فرد به عنوان یک سیستم مکانیکی-کنترلی می‌توان یک زیرمجموعه از فضای حالت را شناسایی کرد که کنترل تعادل و اجتناب از زمین‌خوردن در آن ناحیه امکان‌پذیر است. شناسایی حدود این ناحیه به‌ویژه برای زیرگروه‌های در معرض خطر مانند سالمندان و برخی پاتولوژی‌های عصبی-اسکلتی-عضلانی حایز اهمیت است. مرزهای ناحیه تعادل‌پذیر به مشخصات مکانیکی و عملکرد کنترلی سیستم بستگی دارد. نشان داده شده است که هندسه پا، ارتفاع مرکز جرم و به‌ویژه حداکثر گشتاور داوطلبانه در مفصل مچ پا مهمترین پارامترها در تعیین مرزهای ناحیه تعادل‌پذیر هستند. همچنین به صورت تجربی نشان داده شده که تأخیر زمانی در پاسخ به اغتشاش تعادل، ناحیه تعادل‌پذیر را به مقدار قابل توجهی کوچک می‌کند. این پژوهش با بهره‌گیری از تحلیل ریاضی سیستم دینامیکی مبتنی بر یک مدل ساده و مرسوم از بدن انسان در بازیابی تعادل، افزودن پارامتر تأخیر زمانی در پاسخ و سپس بازسازی منیفولدهای پایدار، ناحیه تعادل‌پذیر را استخراج می‌کند. با استفاده از آزمایش خروج از تعادل با ضربه، اغتشاشی به تعادل ایستاده فرد اعمال می‌شود و پاسخ وی ثبت می‌شود. با استفاده از تحلیل داده حاصل از آزمایش‌ها، مرز ناحیه تعادل‌پذیر در فضای حالت آشکار می‌گردد. با تطبیق ناحیه تعادل‌پذیر به‌دست آمده از داده تجربی با تحلیل دینامیکی رفتار سیستم با و بدون در نظر گرفتن تأخیر زمانی، اول تحلیل دینامیکی اعتبارسنجی شده، دوم تخمین زمان تأخیر در واکنش فرد به‌دست می‌آید و سوم، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به ناحیه تعادل‌پذیر صرفاً مکانیکی (یعنی با فرض عملکرد کامل کنترلی و با تأخیر زمانی صفر) به دست می‌آید. این نسبت برای افراد شرکت‌کننده در آزمایش بین ۴۷٪ تا ۹۰٪ به‌دست آمد.

ناحیه تعادل‌پذیر  
زمان واکنش  
بازیابی تعادل  
آزمایش خروج از تعادل

## ۱- مقدمه

حدود دو سوم جرم بدن انسان‌ها در یک سوم بالایی ارتفاع بدن آنها قرار گرفته است. به علاوه ناحیه تماس بدن با زمین (کف پا) نسبت به قد افراد ابعاد کوچکی دارد که باعث می‌شود بدن انسان در وضعیت ایستاده یا در حرکات کل بدن انسان که در وضعیت ایستاده یا نزدیک به آن انجام می‌شوند مانند راه رفتن، دویدن، نشست-به-برخاست، یک سیستم دینامیکی ذاتاً ناپایدار باشد و نیاز به فعالیت مستمر یک رویه کنترلی فعال دارد. در نتیجه، حفظ تعادل ایستاده یک الزام جانبی در کنار اهداف اختصاصی آن حرکت است که توسط سیستم اعصاب مرکزی به طور دائم در حال پایش است و در صورت وقوع اختلال فوراً مورد مداخله قرار می‌گیرد.

عدم عملکرد صحیح بدن در حفظ تعادل برای زمانی کوتاه، منجر به خروج از وضعیت تعادل و شروع زمین خوردن فرد می‌شود که ممکن است در ادامه منجر به برخورد اندام‌هایی از فرد با زمین شود. هر دو زیرسیستم اصلی درگیر در کنترل تعادل، شامل سازمان عصبی و مکانیکی، همراه با کهولت سن دچار کم‌توانی در عملکرد می‌شوند. مطالعات بسیاری نشان داده است که در سنین بالاتر ( $65^+$ ) بی‌ثباتی وضعیتی بسیار بالاتر است [۱] و خطر زمین خوردن نیز در سنین بالا زیادتر است [۲]. برای نمونه در یک جامعه آماری گزارش شده در سنین بالای ۶۵ سال از هر سه فرد یکی در معرض زمین خوردن با نرخ حداقل یک‌بار در سال است [۴]. این نسبت به این معنی است که، برای نمونه، در کشور کانادا سالانه حدود ۱/۴ میلیون زمین خوردن برای افراد مسن اتفاق می‌افتد. به علاوه، در همین کشور، پیش‌بینی شده است که جمعیت افراد مسن از ۴/۲ میلیون در سال ۲۰۰۵ به حدود ۹/۸ میلیون نفر در سال ۲۰۳۶ افزایش یابد [۵]؛ یعنی انتظار تعداد وقوع زمین خوردن سالانه در افراد مسن و همه عواقب انسانی و هزینه‌های آن را به بیش از دو برابر افزایش می‌دهد. در مجموع با توجه به روند رو به افزایش امید به زندگی در کشورهای در حال توسعه و نیز در کشور ما، اهمیت شناخت مکانیزم‌های کنترل تعادل و عوامل مؤثر بر آن رو به فزونی است.

تعادل یک فرد در یک حالت به‌طور سنتی با تکیه بر تصویر مرکز جرم روی صفحه افقی زمین تعریف می‌شود: اگر تصویر مرکز جرم جایی داخل چندضلعی تکیه‌گاهی ( $BoS^1$ ) قرار داشته باشد، تعادل قائم برقرار است و در غیر این‌صورت خیر (برای نمونه به مراجع [۶]، [۷]، [۸]، [۹] رجوع شود). در یک پژوهش مهم در سال ۱۹۹۷ نشان داده شد که برای کنترل

تعادل، نه لازم و نه کافی است که تصویر مرکز جرم داخل ناحیه تکیه‌گاهی باشد [۱۰]. یعنی ممکن است که مرکز جرم درست بالای ناحیه تکیه‌گاهی قرار داشته باشد ولی در وضعیت عدم تعادل و شروع زمین خوردن باشد این حالت با داشتن سرعت به اندازه کافی بزرگ محقق می‌شود. همین‌طور ممکن است مرکز جرم خارج از ناحیه تکیه‌گاهی باشد ولی تعادل فرد در وضعیت بسیار خوبی باشد. در این پژوهش یک مرز تجربی برای از دست رفتن تعادل به سمت جلو و عقب در صفحه فاز (محورها: مکان افقی و سرعت افقی مرکز جرم) ترسیم شد. در شرایط داخل این مرز فرد قادر به کنترل تعادل است و در شرایط خارج از این مرز زمین خوردن به سمت جلو یا عقب آغاز می‌شود. هشت سال بعد این یافته با استفاده از یک تحلیل ساده دینامیکی روی ساده‌ترین مدل بدن انسان، آونگ معکوس، یک لینکی صلب با یک درجه آزادی در مچ پا و جرم متمرکز، توضیح داده شد [۱۱]. به علاوه، با خطی‌سازی رفتار دینامیکی همان مدل، ناحیه تعادل‌پذیر ترسیم شده و معیاری نیز برای کمی‌سازی مقدار تعادل تعریف شد: فاصله موقعیت مرکز جرم برون‌یابی شده از نزدیک‌ترین مرز ناحیه تکیه‌گاهی. مرکز جرم برون‌یابی شده ( $XCOM$ ) یک ترکیب خطی از موقعیت افقی مرکز جرم بدن و مشتق زمانی آن است. این معیار «حاشیه پایداری»<sup>۲</sup> نام‌گذاری شد و به‌طور گسترده مورد پذیرش و استفاده قرار گرفت.

در ادامه تحقیقات، در سال ۲۰۱۴ نشان داده شد معیار حاشیه پایداری واجد یک رابطه قوی با حفظ تعادل یا ایمنی فرد از زمین خوردن در آن حالت نیست؛ ممکن است برای شرایطی که خیلی ایمن است، عدد کوچکی ارائه دهد و بر عکس [۱۲]. این معیار دقیقاً متناسب با بزرگترین ضربه مکانیکی افقی است که فرد را به آستانه خروج از تعادل می‌برد. در این تحقیق یک معیار جدید برای تعادل ایستاده ارائه شد که یک عدد به حالت بدن، بر اساس احتمال جلوگیری از شروع افتادن از آن حالت، نسبت می‌دهد. در این پژوهش مسئله بازیابی تعادل برای مشخصات مکانیکی یک جامعه آماری حل شد و احتمال موفقیت در حفظ تعادل به‌دست آمد. نشان داده شد که احتمال بازیابی تعادل یک فرد، علاوه بر حالت اغتشاش، به ویژگی‌های فردی او نیز بستگی دارد. یک عدد بین صفر و یک به هر حالت بدن نسبت داده شد که احتمال حفظ تعادل در آن حالت را بیان می‌کرد. حتی تحت عکس‌العمل کنترلی بهینه، برخی افراد در حفظ تعادل موفق بودند و برخی دیگر بسته به مشخصات مکانیکی بدن، تعادل خود را از دست می‌دادند. نسبت کسانی

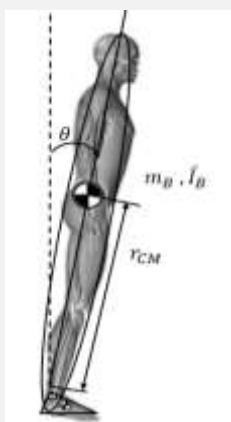
<sup>۲</sup> Margin of Stability (MOS)<sup>۱</sup> support polygon or Base of Support (BoS)

سیستم با و بدون در نظر گرفتن تأخیر زمانی، اول تحلیل دینامیکی اعتبارسنجی شده، دوم تخمین زمان تأخیر در واکنش فرد به دست می‌آید و سوم، نسبت ناحیه تعادل پذیر واقعی به ناحیه تعادل پذیر صرفاً مکانیکی (یعنی با فرض عملکرد کامل کنترلی و با تأخیر زمانی صفر) به دست می‌آید.

## ۲- روش‌ها

### ۲-۱- مدل دینامیکی

بدن انسان در صفحه سجیتال به صورت دو لینک مدل شده است: پاها و بقیه بدن، که قطعه پا بخش پایین‌تر از مچ را شامل می‌شود و فرض شده که همواره روی زمین ثابت باقی می‌ماند. با فرض تقارن سجیتال، دو پا یک قطعه صلب را تشکیل خواهند داد و مجموعه دو ساق، دو ران، سر، دست‌ها و تنه نیز رفتار دینامیکی به صورت یک قطعه صلب خواهند داشت که می‌تواند حول مچ پا دوران کند. گشتاور مفصل مچ پا نقش اصلی را در کنترل حرکات رو به جلو و عقب، بدون گام‌برداری ایفا می‌کند. این مدل رایج و شناخته شده در شکل ۱ نمایش داده شده است و به طور گسترده در تجزیه و تحلیل کنترل تعادل بدن، به ویژه در راهبرد مچ برای بازیابی تعادل [۱۵] مورد استفاده است و دانشمندان برجسته این حوزه، هاف [۱۱]، [۱۳]، پای [۱۰]، [۱۶]، گرسن [۱۷]، وینتر [۸]، [۱۸] و دیگر محققان (برای نمونه [۱۹]، [۲۰]) از این مدل برای تحلیل رفتار دینامیکی بدن انسان استفاده کرده‌اند. زاویه بین قطعه بدن و حالت قائم به عنوان متغیر وضعیت در نظر گرفته می‌شود. بدین ترتیب فضای حالت دوبعدی خواهد شد: زاویه و سرعت زاویه‌ای. ترسیمه آزاد نیرویی برای قطعه بدن در شکل ۲ رسم شده است. جهت مثبت زاویه و گشتاور یکسان تعریف شده است.



شکل (۱) - مدل دو لینکی بدن انسان

که می‌افتادند از یک حالت به حالت دیگر فرق می‌کرد. احتمال بازیابی برای مدل مرسوم دو لینکی و نیز مدل کامل‌تر سه لینکی مقایسه شد [۱۲].

هنگامی که بدن انسان در حالت قائم، چه ساکن چه در حال حرکت مانند راه رفتن، با یک اغتشاش روبرو می‌شود، بدن برای بازیابی تعادل تلاشی را شروع می‌کند. تأخیر زمانی کوتاهی بین زمانی که اغتشاش وارد می‌شود تا زمانی که پاسخ به آن شروع می‌شود وجود دارد که به آن زمان واکنش گفته می‌شود. این زمان بین افراد مختلف و نیز برای یک فرد در شرایط متفاوت عصبی-حرکتی متفاوت است و به سن، جنس، وضعیت سلامت جسم، فاکتورهای توجه و تمرکز و سلامت ذهنی بستگی دارد. اثر زمان واکنش در کنترل تعادل و استخراج ناحیه تعادل پذیر برای اولین بار در سال ۲۰۱۶ به ادبیات راه یافت. با توجه به این‌که برای باقی‌ماندن XcoM داخل ناحیه تکیه‌گاهی، مرکز فشار<sup>۳</sup> (CoP) برای جابجایی نیاز به زمان دارد که مربوط به تأخیر مکانیکی و عصبی است، مفهوم ناحیه تکیه‌گاهی مؤثر پیشنهاد شد: ناحیه‌ای که اگر XcoM داخل آن باشد تعادل قابل بازیابی است. داده‌های تجربی نشان داد ناحیه تکیه‌گاهی مؤثر در حالت ایستاده به طور قابل ملاحظه‌ای کوچکتر از ناحیه بین دو پا است. همچنین با استفاده از فاکتور کاهشدهنده، حاشیه پایداری جدید تعریف شد [۱۳]. تحلیل اثر تأخیر زمانی در شروع واکنش نیازمند مدل‌سازی ریاضی رفتار دینامیکی سیستم در پاسخ به اغتشاش است. نشان داده شده است که با استفاده از مشخصات مکانیکی این سیستم دینامیکی می‌توان زیرفضایی از فضای حالت که اساساً امکان رسیدن به نقطه مبدأ مختصات (یعنی حالت قائم بدن بدون حرکت) را دارد به دست آورد [۱۴]. با توسعه این تحلیل به نحوی که مسیرهای فضای حالت<sup>۴</sup> با ورودی کنترلی اعمال شده برای بازگشت به تعادل با تأخیر فعال شود، انتظار می‌رود بتوان ناحیه تعادل پذیر را با در نظر گرفتن واقعیت تأخیر در پاسخ پیش‌بینی کرد.

این پژوهش با بهره‌گیری از تحلیل ریاضی سیستم دینامیکی مبتنی بر یک مدل ساده و مرسوم از بدن انسان در بازیابی تعادل، افزودن پارامتر تأخیر زمانی در پاسخ و سپس بازسازی منیقولدهای پایدار، ناحیه تعادل پذیر در فضای حالت را استخراج می‌کند. با استفاده از آزمایش ضربه، اغتشاشی به تعادل ایستاده فرد اعمال می‌شود و پاسخ وی ثبت می‌شود. با استفاده از تحلیل داده حاصل از آزمایش‌ها، مرز ناحیه تعادل پذیر در فضای حالت آشکار می‌گردد. با تطبیق ناحیه تعادل پذیر به دست آمده از داده تجربی با تحلیل دینامیکی رفتار

<sup>۴</sup> state trajectories

<sup>۳</sup> Center of Pressure

خودگردان (رابطه ۷)، مقادیر ویژه و بردارهای ویژه به دست می‌آید (رابطه ۸).

$$\dot{X} = \begin{bmatrix} X_2 \\ a \sin X_1 \end{bmatrix} = f(X) \quad (۶)$$

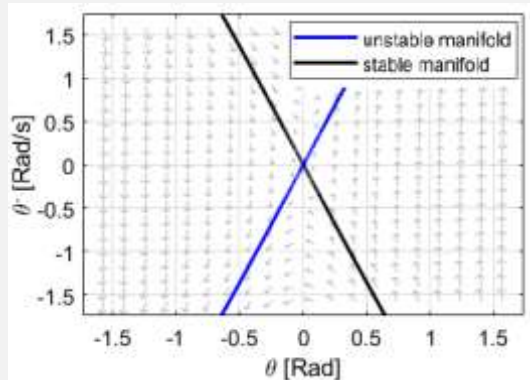
$$= f(X_{eq}) + \left. \frac{\partial f(X)}{\partial X} \right|_{X=X_{eq}} (X - X_{eq}) + \dots$$

$$\dot{X} = AX = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ a & 0 \end{bmatrix} X \quad (۷)$$

$$|\lambda I - A| = 0 \rightarrow \begin{cases} \lambda_1 = -\sqrt{a} \\ \lambda_2 = +\sqrt{a} \end{cases} \quad (۸)$$

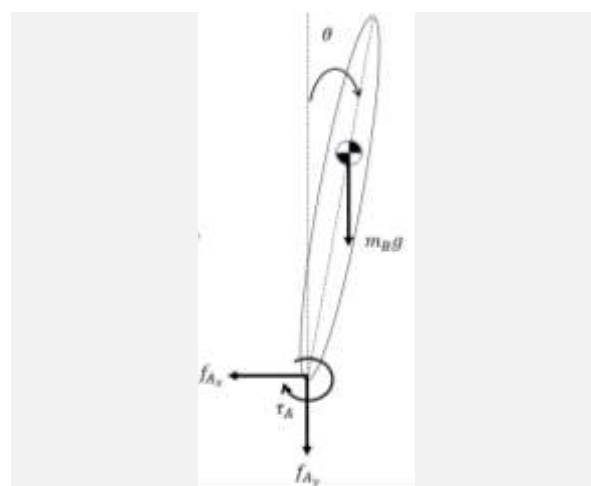
$$\rightarrow \begin{cases} v_1 = \begin{bmatrix} 1 \\ -\sqrt{a} \end{bmatrix} \rightarrow \text{پایدار} \\ v_2 = \begin{bmatrix} 1 \\ +\sqrt{a} \end{bmatrix} \rightarrow \text{ناپایدار} \end{cases}$$

با توجه به این که یک مقدار ویژه مثبت و دیگری منفی به دست می‌آید، نقطه تعادل ناپایدار از نوع زینی<sup>۵</sup> است و دارای یک منیفولد پایدار متناظر با مقدار ویژه منفی (منحنی مشکی رنگ در شکل ۳) و یک منیفولد ناپایدار متناظر با مقدار ویژه مثبت (منحنی آبی رنگ در شکل ۳) است. تحت دینامیک سیستم بدون تحریک، هر خروج از نقطه تعادل  $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}$  منجر به دور شدن سیستم از حالت تعادل می‌شود مگر اینکه حالت روی نقطه‌ای از منیفولد پایدار قرار گیرد که در این صورت تحت همین دینامیک بدون تحریک، لزوماً به حالت تعادل بازخواهدگشت. مسیرهای فضای حالت برای سیستم بدون تحریک در شکل ۳ (فلش‌های خاکستری رنگ) نمایش داده شده است.



شکل (۳) - مسیرهای فضای حالت و منیفولد پایدار و ناپایدار سیستم با ورودی صفر

نقطه تعادل و مسیرهای فضای حالت تحت تحریک ثابت، انتقال افقی می‌یابند. شکل ۴ مسیرهای حالت را با ورودی گشتاور پلنتارفلسور ثابت نمایش می‌دهد. همه حالت‌های میان منیفولد پایدار سیستم با این تحریک و منیفولد پایدار سیستم بدون تحریک، به منحنی منیفولد پایدار سیستم بدون تحریک



شکل (۲) - ترسیمه آزاد نیرویی قطعه صلب بدن

بر اساس قانون دوم نیوتن، معادله دیفرانسیل حرکت به صورت رابطه (۱) به دست می‌آید:

$$\ddot{\theta} = \frac{m_B r_{CM}}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} g \sin \theta + \frac{1}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} \tau_A \quad (۱)$$

که  $\bar{I}_B$  جرم و ممان اینرسی بدن حول مرکز جرم،  $r_{CM}$  فاصله میچ پا تا مرکز جرم بدن و  $\tau_A$  گشتاور دورسی فکسور میچ است. رابطه (۱) معادله دیفرانسیل مرتبه دو است که با تعریف زاویه و سرعت زاویه‌ای به عنوان حالت سیستم در رابطه (۲) به صورت معادله دیفرانسیل مرتبه ۱ در رابطه (۳) در می‌آید. ضرایب معادله حالت در روابط (۴) و (۵) تعریف شده‌اند که همواره مقادیر مثبتی هستند. تحریک یا ورودی کنترلی در این سیستم ( $u$ ) گشتاور دورسی فکسور میچ پا است.

$$X_1 = \theta, X_2 = \dot{\theta} \rightarrow X = \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} \quad (۲)$$

$$\begin{cases} \dot{X}_1 = X_2 \\ \dot{X}_2 = a \sin X_1 + bu \end{cases} \quad (۳)$$

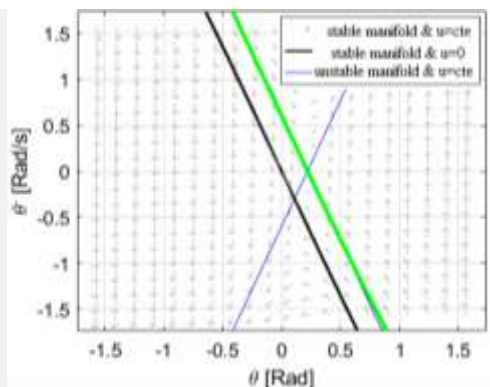
$$a = \frac{m_B r_{CM}}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} g > 0 \quad (۴)$$

$$b = \frac{1}{\bar{I}_B + m_B r_{CM}^2} > 0 \quad (۵)$$

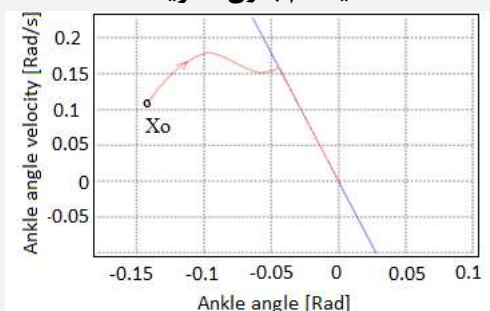
## ۲-۲- ناحیه تعادل‌پذیر در فضای حالت

در سیستم بدون تحریک، حالت تعادل از صفر قرار دادن مشتق زمانی متغیرهای فضای حالت ( $\dot{\theta} = \ddot{\theta} = 0$ ) به دست می‌آید؛ با جایگذاری این حالت در رابطه (۱)، در وضعیت تعادل، فرد در حالت ایستاده قائم و ساکن ( $\theta = \dot{\theta} = 0$ ) است. برای به دست آوردن ناحیه تعادل‌پذیر از منیفولدهای پایدار در فضای حالت کمک گرفته می‌شود. با خطی‌سازی معادله حالت حول نقطه تعادل  $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}$  (رابطه ۶) و تشکیل ماتریس ضرایب سیستم

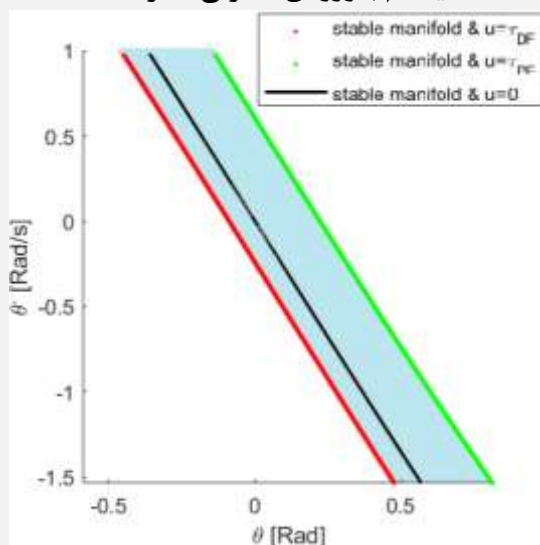
<sup>۵</sup> saddle



شکل (۴) - منیفولدهای پایدار و ناپایدار سیستم با حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور و منیفولد پایدار سیستم بدون تحریک



شکل (۵) - یک مسیر قطع کننده منیفولد پایدار سیستم با ورودی کنترلی صفر [۲۱]



شکل (۶) - ناحیه تعادل پذیر و منیفولدهای پایدار سیستم با تحریک گشتاور دورسی فلکسور، گشتاور پلنتارفلکسور و بدون تحریک

### ۳-۲- اثر تأخیر زمانی

ناحیه تعادل پذیر که در بخش ۲-۲ معرفی شد، ناظر به حداکثر امکان بازیابی تعادل بود، به این معنی که در همه این ناحیه بازیابی تعادل برای فرد مورد نظر با مشخصات هندسی و اینرسی معین و امکان اعمال تحریک ماهیچه‌ای در بازه معین، بازگشت

خواهند رسید (منحنی مشکی رنگ در شکل ۴) که بعد از آن با صفر کردن تحریک به نقطه تعادل  $\begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}$  باز خواهند گشت. اگر گشتاور پلنتارفلکسور ثابت، یک گشتاور قابل اعمال توسط مفصل مچ برای فرد مورد نظر باشد، همه این ناحیه با یک استراتژی تحریک که تماماً قابل اعمال است قابل بازگشت به نقطه تعادل سیستم بدون تحریک است. نتیجه آن که همه نقاط این ناحیه «تعادل‌پذیر» هستند.

به‌طور مشابه، همه نقاط در فضای حالت میان منیفولد پایدار سیستم با تحریک ثابت معادل حداکثر گشتاور دورسی فلکسور و منیفولد پایدار سیستم بدون تحریک، به منحنی منیفولد پایدار سیستم بدون تحریک خواهند رسید. بنابراین همه این نقاط میان دو منحنی منیفولد پایدار سیستم با تحریک ثابت، یکی برای حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور و دیگری برای حداکثر گشتاور دورسی فلکسور، در زمانی در آینده روی منیفولد پایدار سیستم بدون تحریک و بعد از آن روی نقطه تعادل خواهند بود. نتیجه آنکه حالت‌های داخل ناحیه مورد اشاره، با ورودی‌هایی که برای سیستم دینامیکی قابل دسترس هستند به نقطه تعادل هدایت خواهند شد، پس همه این ناحیه زیرمجموعه ناحیه تعادل‌پذیر است.

حالت‌های واقع در سمت راست منیفولد پایدار سیستم با تحریک حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور (منحنی سبز رنگ در شکل ۴)، تحت تحریک حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور یا تحریک‌های کمتر از آن به سمت راست حرکت می‌کنند و از منیفولد پایدار حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور دور می‌شوند. واضح است که این نقاط با هیچ استراتژی تحریک قابل اعمال، قابل انتقال به سمت چپ منیفولد پایدار حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور نیستند. با بحثی مشابه برای حداکثر گشتاور دورسی فلکسور نتیجه می‌شود ناحیه تعادل‌پذیر در فضای حالت منحصر است به فضای میان دو منیفولد پایدار متناظر با حداکثر تحریک پلنتارفلکسور و حداکثر تحریک دورسی فلکسور که در شکل ۶ نمایش داده شده است. در شکل ۵ یک مسیر به عنوان مثال نشان داده شده است. این تحلیل به صورت ریاضی در [۲۱] ثابت شده است. به این ناحیه، عنوان ناحیه تعادل‌پذیر اطلاق می‌شود. بنابراین ناحیه تعادل‌پذیر برای مدل مکانیکی ساده بدن انسان به صورت تحلیلی به دست می‌آید، بدون اینکه از روش‌های عددی عظیم برای حالت‌های اولیه مختلف و زیاد، تعادل‌پذیری بررسی و رسم شود.

هستند و تحت دینامیک سیستم بدون تحریک در مدت زمان واکنش به مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی می‌رسند، مرز ناحیه‌ای را تشکیل می‌دهند که این فرد با در نظر گرفتن تأخیر پاسخ امکان کنترل تعادل را دارد. به این ترتیب، دو ناحیه تعادل پذیر در فضای حالت برای یک فرد قابل ارائه است که دومی زیرمجموعه اولی است:

**ناحیه تعادل پذیر مکانیکی:** بزرگترین زیرفضای فضای حالت که در همه نقاط آن بازیابی تعادل برای فرد مورد نظر با مشخصات هندسی و اینرسی معین و امکان اعمال تحریک ماهیچه‌ای در بازه معین، بازگشت به نقطه مبدأ ممکن است.

**ناحیه تعادل پذیر واقعی:** علاوه بر محدودیت‌های مکانیکی شامل محدودیت‌های هندسی، اینرسی و تحریک، همه نقص‌های دیگر در پاسخ فرد نیز لحاظ شده و زیرفضایی از فضای حالت که فرد واقعاً قادر به کنترل تعادل ایستاده خود است را ارائه می‌دهد.

#### ۴-۲- آزمایش خروج از تعادل با ضربه

در این پژوهش از فضای حالت برای بیان ناحیه تعادل پذیر استفاده شده است. محورهای فضای حالت، بر اساس مدلی که در بخش ۲-۱ معرفی شد، به ترتیب زاویه و سرعت زاویه‌ای هستند. برای اندازه‌گیری تجربی ناحیه تعادل پذیر واقعی، آزمایشی طراحی شده است که در آن، ضربه‌ای در زمانی که برای آزمودنی‌ها غیر قابل پیش‌بینی است به ایشان وارد شده و واکنش فرد با استفاده از دوربین ثبت حرکت<sup>۶</sup> و صفحه نیرو<sup>۷</sup>، ثبت می‌شود. با تحلیل داده آزمایش‌ها، مرز تقریبی ناحیه تعادل پذیر واقعی در فضای حالت ترسیم می‌شود. ناحیه تعادل پذیر مکانیکی نیز به کمک مدل دینامیکی آزمودنی رسم شده و این دو ناحیه تعادل پذیر برای هر فرد مقایسه می‌شود.

#### ۴-۲-۱- افراد و تجهیزات

۸ فرد سالم جوان بدون پاتولوژی شناختی، حسی یا حرکتی شناخته شده شامل ۵ خانم و ۳ آقا با میانگین (انحراف معیار) سن ۲۴/۳۷ (۲/۵۶) سال، جرم ۵۹/۲۴ (۷/۲۴) کیلوگرم و قد ۱۷۰/۸۸ (۸/۹۲) سانتی‌متر در این آزمایش شرکت کردند.

برای اعمال ضربه از یک وزنه با جرم ۹/۱۵ کیلوگرم که به یک ریسمان با طول حدود ۲ متر با قابلیت تنظیم طول متناسب با قد آزمودنی، آویزان است استفاده می‌شود. برای اعمال ضربه به صورت گسترده و جلوگیری از آسیب احتمالی آزمودنی، یک صفحه چوبی مربعی با بعد ۳۰ سانتی‌متر بین وزنه و بدن آزمودنی به صورت آویزان و آزاد قرار داده شده است. تخته در سمت وزنه با یک لایه گل رس و در سمت آزمودنی با یک لایه

به نقطه مبدأ ممکن است. به این ترتیب تنها محدودیت‌های مکانیکی-دینامیکی در فرآیند بازیابی تعادل لحاظ شده و تولید فرامین کنترلی ایده‌آل فرض شده است. این ناحیه تعادل پذیر را «ناحیه تعادل پذیر مکانیکی» می‌نامیم. در واقعیت با توجه به اینکه تولید فرامین کنترلی در طول زمان بعد از وقوع اغتشاش تعادلی، کامل و بهینه نیست، ناحیه تعادل پذیر عملاً از ناحیه تعادل پذیر مکانیکی کوچک‌تر است. علاوه بر اینکه تابعیت تحریک-زمان و میزان بهینگی آن با توجه به اغتشاش اعمال شده روی تعادل فرد اهمیت زیادی در موفقیت یا شکست تلاش حفظ تعادل فرد دارد، نتیجه واکنش فرد بستگی زیادی به لحظه شروع پاسخ یا تأخیر زمانی واکنش دارد. یک پاسخ به اغتشاش نزدیک به مرزهای ناحیه تعادل پذیر مکانیکی، حتی با تابعیت تحریک-زمان بسیار مناسب و بهینه، در صورتی که با تأخیر قابل توجه آغاز شود ممکن است به شکست در بازیابی تعادل و شروع زمین خوردن فرد منجر شود. انتظار می‌رود فردی که تأخیر زمانی کوتاه‌تری دارد بتواند تعادل خود را در محدوده وسیع‌تری، که به هر حال از ناحیه تعادل پذیر مکانیکی برای آن فرد بزرگتر نیست، بازیابی کند. علاوه بر محدودیت‌های مکانیکی، زمان پاسخ‌های کنترلی نیز می‌تواند ناحیه تعادل پذیر فرد را محدود کند. به عنوان مثال، فردی که زمان پاسخ کنترلی کوتاه‌تری دارد، می‌تواند تعادل خود را در محدوده وسیع‌تری بازیابی کند.

وقتی ضربه‌ای به بدن وارد می‌شود، سیستم عصبی مرکزی باید اطلاعات حسی را از محل ضربه دریافت کرده و سپس دستورات لازم را به عضلات ارسال کند تا واکنش مناسب انجام شود. این فرآیند شامل انتقال سیگنال‌ها از طریق نورون‌ها و پردازش اطلاعات در مغز است که ممکن است چند میلی‌ثانیه طول بکشد. در این مدت با توجه به اینکه هنوز فرمانی به عضلات نرسیده، محرک‌ها رفتار سابق خود را ادامه می‌دهند. در وضعیت ایستاده در تعادل یا نزدیک به تعادل مانند راه رفتن، گشتاور میچ پا (به عنوان مهمترین عملگر در کنترل تعادل هنگام اغتشاشات نسبتاً کوچک) نزدیک به صفر است و تا زمان شروع واکنش نسبت به اغتشاش وارده، در سطح نزدیک به صفر باقی می‌ماند. بنابراین بعد از وقوع اغتشاش تا زمان شروع واکنش، بدن فرد از حالتی که در آن قرار گرفته تحت یک سیستم دینامیکی بدون تحریک رفتار می‌کند. واضح است که شرط لازم برای بازیابی تعادل ایستاده، قرار داشتن حالت در داخل ناحیه تعادل پذیر مکانیکی درست در لحظه شروع واکنش است. پس، نقاطی از فضای حالت که لزوماً داخل ناحیه تعادل پذیر مکانیکی

<sup>۶</sup> Force plate

<sup>۷</sup> Stereophotogrammetry Motion Capture

موقعیت نشانه‌های بازتابی در هر فریم توسط دوربین ثبت می‌شود. مقدار مؤلفه قائم نیرو و دو مؤلفه افقی موقعیت مرکز فشار مجموع دو پا نیز همزمان توسط صفحه نیرو ثبت می‌شود. برای همزمان‌سازی داده‌های دوربین و صفحه نیرو، یک داده غیر عادی روی هر دو ثبت کننده به صورت همزمان ایجاد می‌شود؛ یک چکش کوچک که یک نشانه بازتابی روی آن نصب شده روی صفحه نیرو ضربه‌ای می‌زند. روی داده اندازه نیرو یک قله ایجاد شده و در داده موقعیت قائم نشانه چکش نیز یک دره ثبت می‌شود. هر دو داده به سادگی قابل ردیابی است و با صفر کردن زمان در این لحظه برای هر دو دسته داده صفحه نیرو و دوربین، همزمان‌سازی به سادگی اتفاق می‌افتد.



شکل (۷) - موقعیت نشانه‌ها روی فرد مورد آزمایش

با بهره‌گیری از داده‌های دوربین، موقعیت نشانه‌های تعبیه‌شده بر روی بدن و مسیر حرکت هر یک با دقت میلی‌متر استخراج می‌گردد. اگر قسمتی کوتاهی از داده یک مارکر از دست رفته باشد، با درون‌یابی بازسازی می‌شود. اگر قسمت زیادی از داده از دست رفته باشد، آزمایش حذف می‌شود. با استفاده از ۳ نشانه بازتابی نصب شده روی زمین (دیوار) برای تعریف دستگاه مختصات، همه داده‌ها در هر فریم به مختصات زمین منتقل می‌شوند.

برای تعریف زاویه بدن در مدل معرفی شده در بخش ۲-۱، در هر فریم از خط واصل بین دو نقطه استفاده می‌کنیم: نشانه نصب شده روی مچ پا و مرکز هندسی وزن‌دار ۵ نشانه نصب شده روی زانو، مفصل ران، ASIS، جناغ و C7. زاویه این خط از راستای قائم در جهت خلاف عقربه‌های ساعت به عنوان زاویه بدن در مدل تعریف می‌شود:  $\theta = \tan^{-1}\left(\frac{x-x_A}{y-y_A}\right)$  که در آن

اسفنج فشرده پوشانده شده است. مجموع اعطاف‌پذیری بین وزنه و بدن آزمودنی حداکثر ۲ سانتی‌متر است.

برای ثبت حرکت از دو دوربین مادون قرمز OptiTrack<sup>۸</sup> با نرخ نرخ ۱۲۰ فریم بر ثانیه و مارکرهای بازتابی کروی با قطر ۱۰ میلی‌متر استفاده شد. ۶ مارکر (m1 تا m6) روی هر آزمودنی در موقعیت‌های مفصل مچ (lateral malleolus)، زانو (lateral femoral condyle)، مفصل ران (greater trochanter)، خار تهیگاهی بالایی جلویی (ASIS)<sup>۹</sup>، جناغ (انتهای manubrium درست قبل از jugular notch) و مهره هفتم گردنی (spinous process of C7) مطابق با استاندارد لندمارک‌های آناتومیک هلن‌هایس<sup>۱۰</sup> برای حرکات سنجیتال و ۳ مارکر (CS1 تا CS3) روی زمین (دیوار) برای تعریف دستگاه مختصات مرجع نصب شد. مارکرهای w1 و w2 بالا و پایین تخته واسط و نشانه‌های w3 و w4 بالا و پایین وزنه را تعریف می‌کنند. مارکرها در شکل (۷) نشان داده شده‌اند.

برای ثبت مقدار مؤلفه قائم نیروی واکنش زمین و نیز موقعیت مرکز این نیرو در صفحه افقی، از یک صفحه‌نیروی دینامیکی با ابعاد سطح ۷۲ در ۷۲ سانتی‌متر و نرخ ۶۰۰ بسته داده در ثانیه استفاده شد.

## ۲-۴-۲- فرآیند آزمایش

فرد در وضعیت تعادل ایستاده با دستان قرار گرفته روی سینه مطابق شکل (۷) با پاهای موازی با بازشدگی به اندازه عرض شانه، بدون کفش روی صفحه نیرو در شرایط آرامش قرار گرفته است. بعد از اعلام آمادگی فرد، وزنه از موقعیت‌های اولیه مختلف در زمان‌های تصادفی در بازه ۳۰ تا ۲۴۰ ثانیه رها شده و ضربه‌ای ناگهانی به آزمودنی وارد می‌شود. از آزمودنی قبلاً خواسته شده حداکثر تلاش خود برای حفظ تعادل را انجام دهد و در این تلاش تا حد ممکن از استراتژی زانو، هیپ، حرکت دست‌ها و گام برداشتن استفاده نکند. استفاده از این استراتژی‌ها به معنی شکست وی در کنترل تعادل ایستاده خود خواهد بود.

آزمایش ضربه برای هر فرد ۲۰ بار تکرار شد. موقعیت نشانه‌ها و نیز داده صفحه‌نیرو به صورت همزمان در همه مدت هر آزمایش برای هر فرد ثبت می‌شود. استفاده از استراتژی‌های به جز مچ برای بازتابی تعادل پس از ضربه، از دست رفتن تعادل و هر اتفاق قابل توجه در حین هر آزمایش نیز در صورت وقوع، توسط ناظر آزمایش ثبت شد.

## ۲-۵- تحلیل داده

<sup>۱۰</sup> Helen Hayes Marker set & Anatomic Landmarks

<sup>۸</sup> Natural Point Inc., Corvallis, OR, US

<sup>۹</sup> Anterior superior iliac spine (ASIS)

## ۳-۱- حل معادله برای یک فرد مشخص

سیستم مدل شده برای فردی با جرم ۶۲/۷۹ کیلوگرم و قد ۱۷۸ سانتی‌متر شبیه‌سازی می‌شود. داده‌های انسان‌سنجی، با استفاده از جداول داده شده در ادبیات [۱۸] به دست آورده می‌شود. جدول ۱ طول، جرم، موقعیت مرکز جرم و شعاع ژیراسیون هر قطعه را برای فرد مورد نظر نشان می‌دهد. با استفاده از جدول ۱ و در نظر گرفتن بدن به صورت سه قطعه، برای فرد مورد نظر، فاصله مچ تا مرکز جرم شخص و اینرسی بدن به صورت رابطه (۹) و (۱۰) به دست می‌آید.

$$r_{CM} = 0.55822 H = 0.993 m \quad (9)$$

$$\bar{I} = 0.095508 MH^2 = 10.6745 kg.m^2 \quad (10)$$

مقادیر  $a$  و  $b$  از روابط (۴) و (۵) به دست می‌آیند که بر اساس مشخصات فیزیکی بدن فرد است. این مقادیر برای فرد مورد نظر در روابط (۱۱) و (۱۲) به دست آمده است.

$$a = \frac{13.357}{H} = 7.5039 m^{-1} \quad (11)$$

$$b = \frac{2.5121}{MH^2} = 0.0126 kg^{-1}m^{-2} \quad (12)$$

حداکثر گشتاور دورسی فلکسور و پلنتارفلکسور به صورت تئوری از حاصل ضرب حداکثر نیرو در بازوی گشتاوری به دست می‌آید. بازوی گشتاوری در گشتاور پلنتارفلکسور، فاصله مچ تا سرانگشتان پا و در گشتاور دورسی فلکسور، فاصله مچ تا پاشنه پا است. روابط (۱۳) و (۱۴) حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور و دورسی فلکسور را بر اساس حداکثر نیرو نشان می‌دهند:

$$u_{PFmax} = 0.10857H N_{max} \quad (13)$$

$$u_{DFmax} = 0.043429H N_{max} \quad (14)$$

در [۲۱]، حداکثر نیروی عملی بدن، ۱/۱ برابر نیروی وزن ( $N_{max} = 1.1mg$ ) در نظر گرفته شده است. برای فرد مورد نظر روابط (۱۵) و (۱۶) بر این اساس محاسبه شده است:

$$u_{PFmax} = 1.1716MH = 130.945 N.m \quad (15)$$

$$u_{DFmax} = 0.46864MH = 52.378 N.m \quad (16)$$

بنابراین حداکثر گشتاور دورسی فلکسور و پلنتارفلکسور که فرد می‌تواند اعمال کند، به ترتیب، ۵۲/۳۷۸ نیوتن-متر و ۱۳۰/۹۴۵ نیوتن-متر به دست آمده است. برای مدل سیستم با توجه به تعریف جهت مثبت زاویه، تحریک بین ۵۲/۳۷۸ تا ۱۳۰/۹۴۵- نیوتن-متر قابل اعمال است. ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی بین دو

جدول (۱) - طول، جرم، موقعیت مرکز جرم و شعاع ژیراسیون هر قطعه

شعاع ژیراسیون طول قطعه	مرکز جرم طول قطعه	جرم (کیلوگرم)	طول (متر)	
-	-	۰٫۹۱	۰٫۰۶۹	مچ تا کف پا
۰٫۶۴۳	۰٫۵۶۷	۲٫۹۲	۰٫۴۳۸	ساق پا
۰٫۶۵۳	۰٫۵۶۷	۶٫۲۸	۰٫۴۳۶	ران
۰٫۶۲۱	۰٫۳۷۴	۴۲٫۵۷	۰٫۸۳۶	بالتنه

$x_A, y_A$  مختصات نشانه مچ در صفحه سجیتال و  $x, y$  مختصات مرکز هندسی ۵ نشانه دیگر است. ضرایب وزنی مارکرها بر اساس کمینه خطای موقعیت نشانه‌ها از خط به دست آمده از ضرایب استخراج می‌شود [۲۲].

تحلیل دینامیک معکوس نیاز به مشتقات زمانی زاویه دارد. به دلیل اینکه داده ثبت شده برای موقعیت مارکرها، و به تبع آن داده زاویه نیز، با خطای اندازه‌گیری فرکانس بالا آمیخته است داده زاویه قبل از مشتق‌گیری هموارسازی با روش پنجره متحرک گوسی<sup>۱۱</sup> می‌شود.

بعد از شروع هر آزمون، اولین لحظه‌ای که کمینه موضعی فاصله وزنه تا فرد اتفاق افتاد به عنوان لحظه پایان اعمال ضربه تعریف می‌شود. در این لحظه، با استفاده از موقعیت مارکرها زاویه بدن ثبت شده و به کمک مشتق زمانی محاسبه شده، سرعت زاویه‌ای بدن نیز در این لحظه به دست می‌آید. این دو پارامتر به عنوان حالت اولیه بعد از پایان ضربه در نظر گرفته شده است.

صفحه‌نیرو ۳ داده را وابسته به زمان ارائه می‌دهد: مقدار مؤلفه نیروی واکنش زمین در راستای قائم، مؤلفه افقی و جانبی موقعیت مرکز نیرو. با تبدیل دستگاه مختصات به کمک حذف متوسط داده موقعیت مرکز نیرو تا قبل از لحظه وقوع ضربه، موقعیت اولیه مرکز نیرو صفر می‌شود.

## ۳- نتایج

تعیین دقیق مقدار برخی ویژگی‌ها به صورت جداگانه از کل سیستم، به دلیل محدودیت‌های فنی، چالش برانگیز است. (مثلاً اندازه‌گیری جرم پا به طور مستقل از بقیه بدن). با استفاده از ضرایب انسان‌سنجی<sup>۱۲</sup> موجود در ادبیات [۱۸]، فاصله مرکز جرم بدن از مچ در حالت ایستاده، اینرسی بدن و ضرایب معادله حرکت به دست می‌آیند که ضرایبی از قد و جرم فرد هستند.

<sup>۱۲</sup> Anthropometric

<sup>۱۱</sup> Gaussian Moving Window

زمان واکنش از داده‌های آزمایش خروج از تعادل با ضربه برای هر فرد تخمین زده شده است. حالات ابتدایی (موقعیت و سرعت زاویه‌ای) هر فرد بعد از اتمام ضربه روی نمودار جداگانه رسم شده است. مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، خط یا منحنی است که بین نقاط با قابلیت بازیابی تعادل و نقاطی که فرد در آن نقاط حتماً از دست رفتن تعادل را تجربه خواهد کرد، تفکیک ایجاد می‌کند. فرض بر این است که روی مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، زمان واکنش صفر است و فرد به صورت ایده‌آل به اغتشاش پاسخ می‌دهد. در طی زمان واکنش چون هنوز مغز فرمانی صادر نکرده، سیستم بدون ورودی در نظر گرفته می‌شود.

نقاط روی مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی به صورت عقبگرد تحت تحریک صفر با گام زمانی یک میلی‌ثانیه جابجا می‌شوند. بدین ترتیب با جایگذاری زمان‌های متفاوت، خطی که بهترین برازش را با نقاط (حالات اولیه بعد از اتمام ضربه) دارد، به عنوان مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی انتخاب می‌شود. برای این کار، ابتدا با در نظر گرفتن بالاترین ' ' که مربوط به حالت اولیه بازیابی تعادل توسط فرد است، زمان واکنش متناسب با آن ثبت می‌شود. سپس با در نظر گرفتن پایین‌ترین ' ' که مربوط به از دست رفتن تعادل فرد است، زمان واکنش متناسب با آن نیز ثبت می‌شود. میانگین این دو زمان به عنوان زمان واکنش فرد در نظر گرفته می‌شود. در صورتی که در هیچ‌یک از آزمایش‌هایی که روی یک فرد انجام شده، از دست رفتن تعادل مشاهده نشده باشد، از دو ' ' بالایی، زمان را به دست آورده و میانگین این دو زمان به عنوان زمان واکنش فرد در نظر گرفته می‌شود. بدین ترتیب زمان واکنش برای هر فرد تخمین زده می‌شود که در جدول ۲، بر حسب میلی‌ثانیه نشان داده شده است. اعداد داخل پرانتز، انحراف معیار زمان‌ها را نشان می‌دهد.

جدول (۲) - زمان واکنش (انحراف معیار)

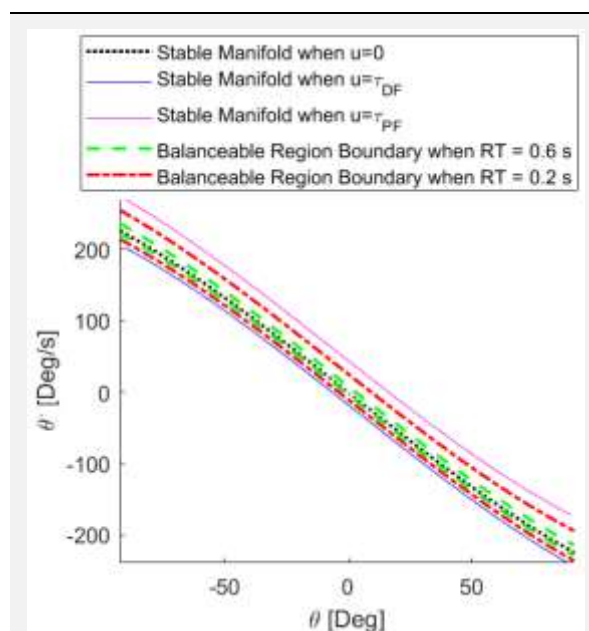
فرد	۱	۲	۳	۴
زمان	۳۸	۱۸۳	۲۷۳	۱۳۰
واکنش	(۳)	(۱۵)	(۴۱)	(۱۰)
فرد	۵	۶	۷	۸
زمان	۲۲۵	۶۵	۲۲۷	۱۱۹
واکنش	(۱۰)	(۵)	(۱۸)	(۳)

زمان واکنش برای افراد این گروه بین ۳۸ تا ۲۷۳ میلی‌ثانیه به دست آمده است و انحراف معیار زمان‌های واکنش کمتر از ۵۰ میلی‌ثانیه است. اکنون با توجه به تخمین زمان واکنش برای هر

منیفولد پایدار سیستم با تحریک‌های ذکر شده است. این دو منیفولد پایدار، مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی را نشان می‌دهند.

### ۲-۳- ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی

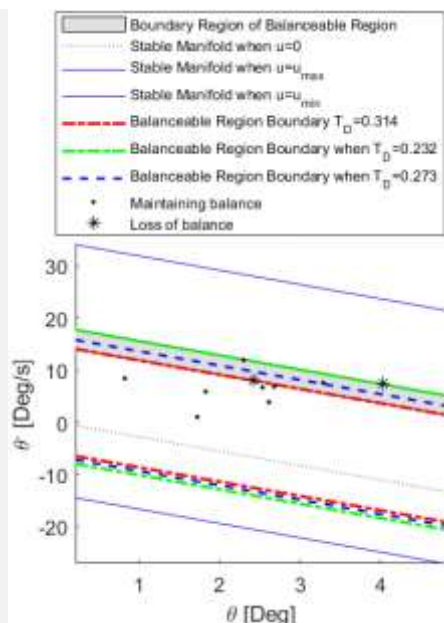
ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی، ناحیه بین منیفولد پایدار سیستم با تحریک حداکثر گشتاور دورسی‌فلکسور و پلنتارفلکسور بدون در نظر گرفتن زمان واکنش فرد است. منیفولد پایدار برای سیستم با تحریک صفر، حداکثر گشتاور دورسی‌فلکسور و پلنتارفلکسور و مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی با زمان واکنش ۶۰۰ و ۲۰۰ میلی‌ثانیه در شکل ۸ برای فرد مورد نظر نمایش داده شده است.



شکل (۸) - منیفولدهای پایدار و مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی با زمان واکنش‌های مختلف

با توجه به شکل ۸، مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی زمانی که تأخیر زمانی لحاظ شود، ناحیه کوچکتری را پوشش می‌دهد نسبت به زمانی که فرض شود سیستم به صورت ایده‌آل در همان لحظه پاسخ می‌دهد. مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی برای زمان واکنش‌های ۶۰۰ و ۲۰۰ میلی‌ثانیه نیز به دست آمده که نشان می‌دهد هرچه زمان واکنش بیشتر باشد، ناحیه تعادل‌پذیر واقعی برای فرد کوچکتر می‌شود. بدین معنی که هرچه سرعت پاسخ‌دهی به اغتشاش کمتر باشد، همانطور که انتظار می‌رود، فرد در حالت‌های کمتری می‌تواند تعادل خود را حفظ کند. در برابر یک اغتشاش، دو فرد با قدرت جسمانی مشابه، کسی بهتر می‌تواند تعادل خود را حفظ کند که زمان واکنش کمتری داشته باشد.

### ۳-۳- زمان واکنش



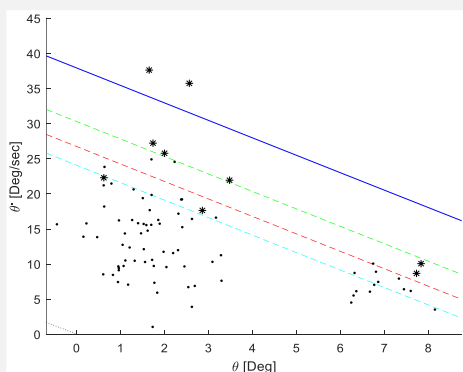
شکل (۹) - مرز احتمالاتی ناحیه تعادل پذیر واقعی برای فرد مورد نظر

جدول (۳) - میانگین نسبت ناحیه تعادل پذیر واقعی به مکانیکی برای هریک از افراد

فرد	۴	۳	۲	۱	
اندازه نسبت	۰/۶۹	۰/۴۷	۰/۶۳	۰/۹۰	
فرد	۸	۷	۶	۵	
اندازه نسبت	۰/۷۲	۰/۵۲	۰/۸۳	۰/۵۳	

#### ۴- بحث

بعد از تحلیل داده‌ها، شرایط اولیه افراد بعد از وارد شدن ضربه در هر تست به دست آمد. همه حالات اولیه همه افراد بعد از اتمام ضربه در یک نمودار در شکل ۱۰ نشان داده شده است. فرض می‌شود همه این داده‌ها برای یک فرد فرضی است. میانگین قد و وزن همه افراد برای فرد فرضی در نظر گرفته شده و مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی برای این فرد رسم می‌شود.



شکل (۱۰) - حالات اولیه افراد بعد از اتمام ضربه در آزمایش خروج از تعادل

فرد، می‌توان ناحیه تعادل پذیر واقعی را برای هر فرد به صورت جداگانه رسم کرد.

#### ۳-۴ - ناحیه تعادل پذیر واقعی

نمودار چهره فاز برای هر فرد به صورت جداگانه رسم شده است. شکل ۸ داده‌های مربوط به فرد مورد نظر را نشان می‌دهد که عبارتند از: ۱- منیفولد پایدار برای زمانی که تحریک، بیشینه (حداکثر گشتاور دورسی فلکسور)، کمینه (منفی حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور) و صفر است. ۲- حالت اولیه فرد بعد از اتمام ضربه (نقطه، برای حالاتی که منجر به بازیابی تعادل شده‌اند و ستاره برای حالاتی که تعادل از دست رفته است). ۳- خط متناسب با مدل و عبوری از پایین‌ترین ستاره (حالت از دست دادن تعادل) که نشان دهنده زمان واکنش ۳۱۴ میلی‌ثانیه، خط متناسب با مدل و عبوری از بالاترین نقطه (حالت بازیابی تعادل) که نشان دهنده زمان واکنش ۲۳۲ میلی‌ثانیه است. میانگین این دو زمان واکنش ۲۷۳ میلی‌ثانیه است که با خطی متناسب با مدل نشان داده شده است. ۴- مرز ناحیه تعادل پذیر واقعی، یک کمیت احتمالاتی است بنابراین ناحیه‌ای برای آن در نظر گرفته می‌شود. این ناحیه با رنگ خاکستری در شکل ۹ نشان داده شده که بین بیشترین و کمترین زمان واکنش فرد است. میانگین این دو زمان به عنوان زمان واکنش فرد تخمین زده شده و انحراف معیار آن نیز گزارش شده است.

#### ۳-۵ - نسبت ناحیه تعادل پذیر واقعی به مکانیکی

فاصله مبدأ از مرز ناحیه تعادل پذیر واقعی پیشنهادی و فاصله مبدأ از منیفولد پایدار سیستم (مرز ناحیه تعادل پذیر مکانیکی) محاسبه شده است. در ناحیه‌ای که انسان قادر به حرکت آونگی است، این مرزها تقریباً به صورت خطوط موازی هستند. بنابراین نسبت مساحت ناحیه‌ها با نسبت فاصله‌ها برابر است. در نتیجه، نسبت این دو فاصله به عنوان نسبت ناحیه تعادل پذیر واقعی به ناحیه تعادل پذیر مکانیکی تعریف شده است. برای فرد مورد نظر، این نسبت برای وقتی که مرز ناحیه تعادل پذیر واقعی با زمان واکنش ۰/۲۳۲ ثانیه به دست آید، ۵۲/۹۱ درصد، برای زمان واکنش ۰/۲۷۳ ثانیه، ۴۷/۲۸ درصد و برای زمان واکنش ۰/۳۱۴ ثانیه، ۴۲/۲۵ درصد است. بنابراین این نسبت برای این فرد، بین ۴۲ تا ۵۲ درصد متغیر و به صورت میانگین ۴۷ درصد است. این نسبت به صورت میانگین برای همه افراد در جدول ۳ گردآوری شده است.

واکنش ۹۰ میلی‌ثانیه، ۷۷/۶ درصد و برای زمان واکنش ۱۸۲ میلی‌ثانیه ۵۹/۹ درصد است. پس نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به مکانیکی از ۵۹ تا ۷۸ درصد برای فرد فرضی، قابل تغییر است. این درصدها بر اساس مدل آونگ معکوس یگانه و میانگین جرم و قد همه افراد است. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به مکانیکی برای همه افراد مورد آزمایش به صورت جداگانه در جدول ۳ به دست آمد که تغییراتی بین ۴۷ تا ۹۰ درصد را نشان می‌دهد. در مقاله هاف و کرتز [۱۳] با آزمایش و روشی متفاوت، نسبت ناحیه تعادل‌پذیر مؤثر به ناحیه تعادل‌پذیر را به صورت میانگین ۳۰ درصد ذکر کرده است.

#### ۵- نتیجه‌گیری

ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی برای هر فرد مبتنی بر مدل مشخص شد. آزمایش خروج از تعادل با ضربه طراحی شد و آزمایش‌هایی روی هر فرد صورت گرفت. پس از تحلیل داده‌ها، یک منحنی رسم شد که بین نقاط با قابلیت بازبایی تعادل و عدم بازبایی تعادل تفکیک ایجاد کرد و مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی نام‌گذاری شد. ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، ناحیه‌ای کوچکتر از ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی است که اگر شرایط اولیه بعد از ضربه، داخل این ناحیه باشد، فرد می‌تواند تعادل خود را بازبایی کند. این ناحیه برای همه افراد به صورت جداگانه به دست آمد. مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، یک زمان واکنش برای هر فرد تخمین می‌زند. زمان واکنش برای افراد این گروه بین ۳۸ تا ۲۷۳ میلی‌ثانیه به دست آمد. نسبت ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به مکانیکی برای افراد این گروه بین ۰/۴۷ تا ۰/۹۰ به دست آمد. حالات بعد از ضربه برای همه افراد در همه تست‌ها در یک نمودار رسم شد. برای یک فرد فرضی با داشتن میانگین جرم و قد افراد، زمان واکنش ۱۴۰ میلی‌ثانیه تخمین زده شد. با توجه به اینکه آزمودنی‌ها از جامعه افراد بالغ در بازه سنی ۲۰-۳۰ بدون پاتولوژی عصبی-عضلانی-اسکلتی بوده‌اند و زمان واکنش برای این طیف حدود ۱۴۰ تا ۲۵۰ میلی‌ثانیه گزارش شده، نتایج به دست آمده از داده‌برداری تجربی منطقی به نظر می‌رسد. نسبت فاصله مبدأ از مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به فاصله مبدأ از مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی برای حالتی که زمان واکنش ۱۴۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شود، حدود ۶۷ درصد است. بخشی از علت کاهش ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، مربوط به زمان واکنش هر فرد است و بخشی نیز ممکن است مربوط به مدل‌سازی مکانیکی باشد. هرچه زمان واکنش، زیادتر باشد یعنی سرعت پاسخ‌دهی فرد کندتر باشد، ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، کوچکتر خواهد شد. برای زمان واکنش ۱۵۰ میلی‌ثانیه، این نسبت برای فرد فرضی، حدود ۶۵/۵ درصد، برای زمان

با استفاده از داده‌های تجربی برای نقاط تعادل‌پذیر و نقاط تعادل‌ناپذیر، ناحیه‌ای به عنوان مرز آشکار می‌شود. حد بالا و پایین این ناحیه به ترتیب با خط‌چین‌های سبز و آبی رنگ در شکل ۱۰ نشان داده شده است. خط چین قرمز رنگ، منحنی بهترین برازش را برای داده‌ها نشان می‌دهد که تناسب بهتری با داده‌ها دارد. تعداد نقاطی که در آن تعادل از دست رفته در پایین خط با تعداد نقاطی که در آن تعادل حفظ شده در بالای این خط، تقریباً برابر است. این خط‌چین‌ها با حل عددی معادله حرکت با روش رانگ-کوتای مرتبه دو با گام زمانی یک میلی‌ثانیه به دست آمده است. در زمان طی شدن زمان واکنش فرد، چون هنوز سیستم عصبی فرمانی صادر نکرده است، فرض می‌شود سیستم بدون تحریک است. پس با دادن زمان‌های مختلف به معادله حرکت سیستم با تحریک صفر، خط‌چین‌های قرمز و سبز و آبی کشیده می‌شوند. خط‌چین آبی، زمان واکنشی را نشان می‌دهد که در آن دیگر حالتی که تعادل از دست برود تقریباً وجود ندارد که معادل زمان واکنش بزرگتری است و خط‌چین سبز، زمان واکنشی را نشان می‌دهد که دیگر حالتی که در آن، تعادل حفظ شده باشد وجود ندارد که معادل زمان واکنش کوچکتری است. خط توپر آبی نیز، منیفولد پایدار سیستم با تحریک حداکثر گشتاور پلنتارفلکسور را نشان می‌دهد.

هر یک از منحنی‌ها معادل یک زمان واکنش است. بدین ترتیب بر اساس آزمایش و مبتنی بر مدل، اعداد ۱۸۲ و ۹۰ میلی‌ثانیه به عنوان زمان واکنش بیشینه و کمینه تخمین زده می‌شود که به اختصار و تقریب زمان واکنش فرد فرضی برابر با ۱۴۰ میلی‌ثانیه با انحراف معیار ۴۶ میلی‌ثانیه گزارش می‌شود. با توجه به اینکه آزمودنی‌ها از جامعه افراد بالغ در بازه سنی ۲۰-۳۰ بدون پاتولوژی عصبی-عضلانی-اسکلتی بوده‌اند و زمان واکنش برای این طیف حدود ۱۴۰ تا ۲۵۰ میلی‌ثانیه گزارش شده [۱۰، ۱۱]، نتایج به دست آمده از داده‌برداری تجربی منطقی به نظر می‌رسد.

نسبت فاصله مبدأ از مرز ناحیه تعادل‌پذیر واقعی به فاصله مبدأ از مرز ناحیه تعادل‌پذیر مکانیکی برای حالتی که زمان واکنش ۱۴۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شود، حدود ۶۷ درصد است. بخشی از علت کاهش ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، مربوط به زمان واکنش هر فرد است و بخشی نیز ممکن است مربوط به مدل‌سازی مکانیکی باشد. هرچه زمان واکنش، زیادتر باشد یعنی سرعت پاسخ‌دهی فرد کندتر باشد، ناحیه تعادل‌پذیر واقعی، کوچکتر خواهد شد. برای زمان واکنش ۱۵۰ میلی‌ثانیه، این نسبت برای فرد فرضی، حدود ۶۵/۵ درصد، برای زمان

#### ۶- مراجع

- [1] B. E. Maki and W. E. McIlroy, "Postural Control in the Older Adult," *Clin. Geriatr. Med.*, vol. 12, no. 4, pp. 635-658, Nov. 1996, doi: 10.1016/S0749-0690(18)30193-9.
- [2] S. W. Muir, K. Berg, B. Chesworth, N. Klar,



- 10.1299/jbse.8.180.
- [15] C. G. Atkeson and B. Stephens, "Multiple balance strategies from one optimization criterion," in *2007 7th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, IEEE, Nov. 2007, pp. 57–64. doi: 10.1109/ichr.2007.4813849.
- [16] H. Hemami, K. Barin, and Y. C. Pai, "Quantitative Analysis of the Ankle Strategy Under Translational Platform Disturbance," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 4, no. 14, pp. 470–480, Dec. 2006, doi: 10.1109/tnsre.2006.886718.
- [17] J. B. Geursen, D. Altena, C. H. Massen, and M. Verduin, "A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour," *Agressologie*, vol. 17B, pp. 63–69, 1976, doi: 10.2/jquery.min.js.
- [18] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*. John Wiley and Sons, 2009. doi: 10.1002/9780470549148.
- [19] L. A. V. Keaton A. Inkol, "Modelling the dynamic margins of stability for use in evaluations of balance following a support-surface perturbation," *J. Biomech.*, vol. 95, 2019, doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.07.046.
- [20] A. Zelei, J. Milton, G. Stepan, and T. Insperger, "Response to perturbation during quiet standing resembles delayed state feedback optimized for performance and robustness," *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, p. 11392, May 2021, doi: 10.1038/s41598-021-90305-4.
- [21] M. H. Honarvar Mahjoobin, "Human Balance and posture control; Upright stability and feasible movements," 2013, PhD dissertation, Tokyo Institute of Technology.
- [22] M. Pourjafari and M. H. Honarvar, "Human reaction time estimation via out-of-upright stability experiments: a data-driven biomechanical system dynamics perspective," 2025, *Submitted*.
- [23] J. Cirillo, J. B. Finch, and J. G. Anson, "The impact of physical activity on motor preparation in young adults," *Neurosci. Lett.*, vol. 638, pp. 196–203, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.neulet.2016.12.045.
- [24] R. M. Karia, T. P. Ghuntla, H. B. Mehta, P. A. Gokhale, and C. J. Shah, "Effect Of Gender Difference On Visual Reaction Time : A Study On Medical Students Of Bhavnagar Region," *IOSR J. Pharm.*, vol. 2, no. 3, pp. 452–454, 2012.
- and M. Speechley, "Quantifying the magnitude of risk for balance impairment on falls in community-dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis," *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 63, no. 4, pp. 389–406, Apr. 2010, doi: 10.1016/j.jclinepi.2009.06.010.
- [3] M. P. Boisgontier *et al.*, "Individual differences in brainstem and basal ganglia structure predict postural control and balance loss in young and older adults," *Neurobiol. Aging*, vol. 50, pp. 47–59, Feb. 2017, doi: 10.1016/j.neurobiolaging.2016.10.024.
- [4] World Health Organization, "Global Report on Falls Prevention in Older Age," Geneva, 2008.
- [5] Human Resources and Skills Development Canada, "Population aging," 2010. [Online]. Available: [http://www.hrsdc.gc.ca/eng/publications\\_resources/research/categories/population\\_aging\\_e/madrid/page04.shtml](http://www.hrsdc.gc.ca/eng/publications_resources/research/categories/population_aging_e/madrid/page04.shtml).
- [6] A. Patla, "Assessment of balance control in the elderly: major issues," *Physiother. Canada*, vol. 42, no. 2, pp. 89–97, Mar. 1990, doi: 10.3138/ptc.42.2.089.
- [7] A. Shumway-Cook and M. H. Woollacott, "Motor control: theory and practical applications," *Lippincott Williams & Wilkins*, 1995.
- [8] D. Winter, "Human balance and posture control during standing and walking," *Gait Posture*, vol. 3, no. 4, pp. 193–214, Dec. 1995, doi: 10.1016/0966-6362(96)82849-9.
- [9] A. D. Kuo, "An optimal control model for analyzing human postural balance," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 1, pp. 87–101, 1995, doi: 10.1109/10.362914.
- [10] Y. C. Pai and J. Patton, "Center of mass velocity-position predictions for balance control," *J. Biomech.*, vol. 30, no. 4, pp. 347–354, Apr. 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(96)00165-0.
- [11] A. L. Hof, M. G. J. Gazendam, and W. E. Sinke, "The condition for dynamic stability," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 1, pp. 1–8, Jan. 2005, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2004.03.025.
- [12] M. H. Honarvar and M. Nakashima, "A new measure for upright stability," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 2, pp. 560–567, Jan. 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.09.028.
- [13] A. L. Hof and C. Curtze, "A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations," *J. Biomech.*, vol. 49, no. 4, pp. 580–585, Feb. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.01.021.
- [14] M. HonarvarMahjoobin and M. Nakashima, "A New Approach to Find the Range of Feasible Movements of a Body for the Control of Balance," *J. Biomech. Sci. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 180–196, 2013, doi: